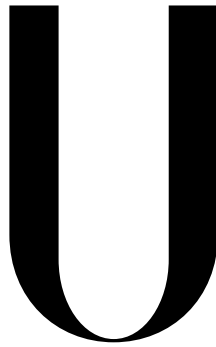


Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

**Comparação do comportamento mecânico de dois
implantes de colocação supracrestal- titânio *versus*
zircónia: um estudo *in vitro***

Inês Margarida Fonseca Baptista

Orientadores:

Prof. Doutor André Chen

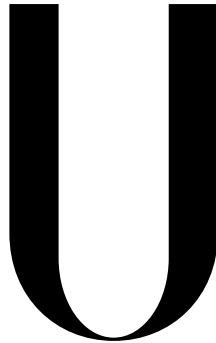
Prof. Doutora Helena Francisco

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2021

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

UNIVERSIDADE
DE LISBOA

**Comparação do comportamento mecânico de dois
implantes de colocação supracrestal- titânio *versus*
zircónia: um estudo *in vitro***

Inês Margarida Fonseca Baptista

Orientadores:

Prof. Doutor André Chen

Prof. Doutora Helena Francisco

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2021

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Professor Doutor André Chen, pela oportunidade que me proporcionou para realizar este estudo, onde adquiri novos conhecimentos numa área que me fascina na medicina dentária. O meu obrigada por toda a sabedoria transmitida, pela motivação e pelo apoio prestado. É para mim um exemplo a seguir.

Aos Professores Doutores Maria de Fátima Vaz e Luís Reis, Professores Associados no Instituto Superior Técnico, por tudo o que me ensinaram na área da mecânica e por toda a ajuda e disponibilidade na realização dos ensaios.

Ao Professor Doutor Augusto Moita de Deus, Professor auxiliar no Instituto Superior Técnico, pela colaboração na realização deste estudo.

À Professora Doutora Helena Francisco, por ter aceitado o convite para ser minha coorientadora e pelas alterações sugeridas.

Aos meus pais, o meu maior pilar, por acreditarem sempre em mim e por todo o esforço para me proporcionarem os melhores anos. A vocês devo a pessoa que sou hoje.

Aos meus avós e à minha tia Márcia, por estarem sempre presentes e por todo o apoio ao longo de todo o meu percurso académico.

Ao Gonçalo, que caminha sempre ao meu lado, celebra cada vitória minha como se fosse dele e me faz ver todos os dias o lado positivo das coisas, mesmo quando o vento não sopra a favor.

Aos meus amigos Pita, Tixa, Inex, Mini, Maggessi, Melo, Mónica, Simas e Rúben, que partilharam esta aventura comigo. Convosco vivi os melhores momentos e aprendi algo com cada um de vocês. Obrigada pelo companheirismo e por tornarem estes 5 anos inesquecíveis, levo-vos para sempre no coração.

Às minhas amigas Rita e Sofia, que começaram esta jornada comigo e que, apesar de seguirem caminhos diferentes, sempre acompanharam de perto o meu e torceram comigo pelo melhor.

RESUMO

Objetivo: Comparar o comportamento mecânico de dois implantes dentários de colocação supracrestal com conexão interna, um de Ti-15Zr e outro de Y-TZP, colocados em osso artificial desenhado para simular o tipo D2 de Misch com uma cortical de 1mm, num ensaio de fadiga, a fim de fornecer evidência sobre o desempenho em condições que pretendem reproduzir a mastigação humana.

Materiais e métodos: Foram aplicadas tensões cíclicas de natureza axial sobre as duas amostras numa máquina servo-hidráulica Instron 8502, exercendo forças de tração-compressão numa frequência de 5Hz, $F_{\text{máx}}$ de 272N, $F_{\text{mín}}$ de 27,2N, $A=122\text{N}$, com um $R=0,1$ durante 120000 ciclos. Os resultados foram gerados em Microsoft Excel e calculado o deslocamento que ocorreu nas duas amostras ao longo dos ciclos. O teste Mann-Whitney U foi aplicado para avaliar as diferenças nos parâmetros utilizados e no deslocamento, com um nível de significância de $\alpha=0,05$.

Resultados: Ambas as amostras concluíram com sucesso todos os ciclos de carga sem que se verificasse fratura de nenhum componente do sistema de implantes, desaparafusamento do pilar, ou instabilidade nos componentes. O deslocamento obtido na amostra com o implante de titânio ao nível da plataforma foi superior, ainda que tenham sido verificados valores baixos nos dois implantes. A análise estatística revelou uma diferença significativa entre as duas amostras para todos os parâmetros avaliados ($p<0,01$).

Conclusão: Apesar das limitações deste estudo é possível concluir que o desempenho mecânico oferecido pela interface zircônia-titânio ao nível da plataforma da conexão foi satisfatório, evidenciando as características promissoras dos implantes cerâmicos. Podem ser conduzidos estudos futuros que simulem igualmente as condições da mastigação humana num maior número de ciclos, podendo incluir também uma amostra mais diversa, como por exemplo, uma interface de conexão em zircônia-zircônia.

Palavras-chave: Implantes dentários; fadiga; zircônia; titânio; módulo de elasticidade

ABSTRACT

Purpose: To compare the mechanical behaviour of two internal connection supracrestal dental implants — one made from Ti-15Zr alloy and the other from Y-TZP — mounted on artificial bone simulating type D2 bone with a dense 1mm cortical in Misch's classification, with the intent of providing evidence regarding the performance of these materials under conditions intended to reproduce human mastication.

Materials and methods: The two samples underwent cyclic axial stresses using a servo-hydraulic Instron 8502 testing machine. The machine exerted tensile and compressive forces using a frequency of 5Hz, F_{\max} of 272N, F_{\min} of 27.2N, $A=122N$, with $R=0.1$ over 120,000 cycles. The results were recorded in Microsoft Excel and the displacement occurring in both samples throughout the cycles was measured. The Mann-Whitney U test was used to evaluate the differences in the parameters and in the displacement, using a significance level of $\alpha = 0.5$.

Results: Both samples successfully completed all load cycles without displaying any fractures in the implant system's components, abutment screw loosening, or otherwise instability in the components. The displacement at the platform level observed in the sample with the titanium implant was greater, although both implants still displayed low levels of displacement. Statistical analysis revealed a significant difference between both samples for all evaluated parameters ($p<0.01$).

Conclusion: In spite of this study's limitations, it is possible to conclude that the mechanical performance provided at the connection platform level by the zirconia-titanium interface was satisfactory, highlighting promising characteristics in ceramic implants. Further studies could be conducted in the future that equally simulate the conditions of human mastication over a greater number of cycles, and using samples consisting of connection interfaces made purely of zirconia.

Keywords: Dental implants; fatigue; zirconia; titanium; elastic modulus

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS.....	iii
RESUMO	v
ABSTRACT	vii
ÍNDICE	ix
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE TABELAS	xi
LISTA DE ABREVIATURAS	xiii
LISTA DE SÍMBOLOS	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVO.....	7
3. MATERIAIS E MÉTODOS	9
3.1. Caracterização dos sistemas de implantes.....	9
3.2. Caracterização do bloco de osso artificial Sawbones®.....	10
3.3. Preparação das amostras.....	11
3.4. Metodologia dos ensaios de fadiga	13
3.5. Análise estatística.....	16
4. RESULTADOS.....	17
5. DISCUSSÃO.....	21
6. CONCLUSÕES.....	25
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	27
8. ANEXOS.....	35
8.1. Resultados do teste Kolmogorov-Smirnov para testar a normalidade da distribuição das variáveis	35
8.2. Resultados do teste Mann-Whitney U.....	35
8.3. Gráficos <i>boxplot</i> gerados pela análise estatística às variáveis do estudo	36

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Implante Straumann® PURE Ceramic: a)Imagem representativa do implante de Y-TZP utilizado neste ensaio; b)Imagem representativa da conexão interna que o implante utilizado possui.....	9
Figura 2- Implante Straumann® Roxolid® SLA® Standard.....	9
Figura 3- Representação esquemática do bloco de osso artificial enviada pela Sawbones®: a)Esquema da placa de osso cortical artificial; b)Esquema do bloco de osso trabecular artificial; c)Vista esquemática do interior do bloco; d)Vista esquemática do exterior do bloco	10
Figura 4- Fotografias do bloco de osso artificial Sawbones®: a) vista superior; b) vista superior mais aproximada; c) vista lateral.....	11
Figura 5- Fotografias representativas do sistema de implantes utilizados: a)Implante Straumann® PURE Ceramic; b)Implante Straumann® Roxolid® SLA® com um comprimento inferior ao utilizado	12
Figura 6- Dispositivo de fixação das amostras na máquina servo-hidráulica	12
Figura 7- Amostras dos implantes de Titânio e de Zircónia colocados em Sawbones	13
Figura 8- Máquina servo-hidráulica Instron modelo 8502	13
Figura 9- Esquema representativo do funcionamento da máquina servo-hidráulica	14
Figura 10- Ensaio preliminar num implante de Titânio	15
Figura 11- Aplicação de carga sobre as amostras: a) Implante de Y-TZP; b) Implante de Ti-15Zr	16
Figura 12- Resultados do ensaio com o implante de Ti-15Zr durante os 120000 ciclos	17
Figura 13- Resultados do ensaio com o implante de Ti-15Zr nos primeiros 50 ciclos.....	18
Figura 14- Resultados do ensaio com o implante de Zircónia durante os 120000 ciclos	18
Figura 15- Resultados do ensaio com o implante de Zircónia nos primeiros 50 ciclos.....	19
Figura 16- Resultados dos ensaios dos dois implantes durante os 120000 ciclos	19
Figura 17- Resultados dos ensaios dos dois implantes nos primeiros 50 ciclos	19

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Resumo dos parâmetros utilizados nos ensaios de fadiga	14
Tabela 2- Estatísticas descritivas e comparações entre grupos (Teste Mann-Whitney U)	20

LISTA DE ABREVIATURAS

AFR	Análise de frequência de ressonância
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
TI	Torque de inserção
Y-TZP	<i>Yttria-stabilised Tetragonal Zirconia Polycrystals</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

A	Amplitude do ensaio
F _{máx}	Força máxima
F _{med}	Força média
F _{mín}	Força mínima
F	Frequência
R	Razão de forças
Ti	Titânio
Zr	Zircônio

1. INTRODUÇÃO

A perda de dentes tem uma incidência elevada, e embora tenha vindo a diminuir ao longo dos anos, continua a ter uma elevada prevalência com o aumento da esperança média de vida, no sentido em que o número de dentes perdidos aumenta com a idade.⁽¹⁻⁴⁾

O edentulismo tem como consequências a remodelação/reabsorção óssea basal e problemas estéticos e funcionais, que podem conduzir a uma diminuição da qualidade de vida.^(5,6) Por isso, há muito que existe preocupação em substituir os dentes perdidos, e nesse campo os implantes dentários têm-se tornado uma opção de tratamento cada vez mais popular e previsível em pacientes total ou parcialmente edêntulos, com taxas de sucesso reportadas superiores a 95%, e taxas de sobrevivência entre 97 a 98% a 5 anos e de 94.6% num *follow-up* de 13.6 anos.^(1,7-12)

Um implante dentário endósseo é definido como um material aloplástico inserido cirurgicamente no rebordo ósseo residual para substituir a raiz do dente natural, e é usado para suportar restaurações dentárias protéticas fixas, unitárias ou múltiplas, ou removíveis.^(13,14)

Os componentes protéticos de um implante dentário são, na maioria das situações, divididos em: o implante propriamente dito, que corresponde à porção inserida no osso; um pilar, componente que suporta e retém a prótese que pode ser aparafusada, cimentada ou de encaixe; o parafuso de fixação do pilar e a restauração protética.^(15,16)

O grande impulso da implantologia aplicada à reabilitação oral deu-se com a demonstração de que os implantes fabricados em Titânio (Ti) comercial puro podiam atingir ancoragem no osso com contacto direto osso-implante.⁽¹⁷⁾ Per-Ingvar Brånemark apelidou este fenómeno de osteointegração, definindo-o como uma conexão funcional e estrutural direta entre o osso vivo e a superfície de um implante em carga funcional visto em microscopia ótica.^(1,18)

O sucesso da osteointegração depende em parte da estabilidade primária, ausência de movimento do implante imediatamente após a sua colocação. A presença de micromovimentos superiores a 50–150 µm entre a superfície de um implante e os tecidos duros pode provocar a formação de uma cápsula fibrosa em torno do implante, que interfere na osteointegração e pode levar à falha do implante. Também as estabilidades secundária e terciária, atingidas após a osteointegração e com a manutenção da estabilidade ao longo do tempo, respetivamente, são fundamentais para o sucesso a longo prazo.⁽¹⁹⁻²³⁾

O teste do Torque de Inserção (TI) e a Análise de Frequência de Ressonância (AFR) são atualmente o *gold standard* para determinar a estabilidade primária *in vivo*. O TI, descrito em

1994 por Johansson e Strid, corresponde à resistência ao corte oferecida pelo osso, e é um parâmetro mecânico influenciado pelo procedimento cirúrgico, o design do implante e a qualidade óssea. Um TI elevado significa que o implante dentário está firmemente embebido no osso e mecanicamente estável. O torque mínimo que deve ser obtido para uma adequada estabilidade primária não é consensual mas alguns autores sugerem valores superiores a 32 Ncm.^(23,24) Na AFR é aplicada carga de flexão que imita a carga e a direção clínica. O valor produzido é uma combinação entre o contacto osso-implante e a densidade óssea. O resultado é apresentado num parâmetro denominado quociente de estabilidade do implante (ISQ- *Implant Stability Quocient*), que varia entre 1 e 100, em que elevados valores sugerem uma alta estabilidade.⁽²³⁾

A estabilidade primária depende da quantidade e da qualidade do osso, da geometria do implante e da técnica de preparação do local que vai receber o implante.^(19-22,25)

O tecido ósseo da maxila e da mandíbula pode ser categorizado em dois tipos de acordo com o grau de porosidade: o osso trabecular, mais poroso, e o osso cortical que o reveste.⁽²⁶⁾

Em 1988 Misch propôs uma classificação para a densidade óssea encontrada nas áreas edêntulas da maxila e da mandíbula com base na avaliação macroscópica: D1=Osso cortical principalmente denso; D2= Osso cortical denso a poroso associado a osso trabecular denso; D3= Osso cortical fino e poroso e osso trabecular fino; D4= Osso trabecular fino quase sem osso cortical; D5= Osso não mineralizado.⁽²⁷⁾ Esta classificação baseia-se na proporção de osso cortical face ao osso trabecular.⁽²⁸⁾

Os implantes dentários estão sujeitos a cargas mastigatórias de magnitude variável e o desempenho do implante está relacionado com a transmissão de carga a nível da interface osso-implante. Sabe-se que o tipo e a arquitetura do osso pode influenciar a sua capacidade de suportar carga, estando demonstrado que osso de baixa qualidade pode estar associado a elevadas taxas de falha.⁽²⁹⁾ Também a estabilidade primária pode diminuir consideravelmente em osso de baixa qualidade.⁽³⁰⁾

O material utilizado no fabrico de implantes dentários pode influenciar as suas propriedades biológicas e mecânicas. O mais utilizado é o Dióxido de Titânio pela sua biocompatibilidade, toxicidade mínima, resistência à corrosão e elevada resistência mecânica, demonstrando um melhor prognóstico a longo prazo.⁽³¹⁾ Contudo, a Zircónia, principalmente a *Ytria-stabilised Tetragonal Zirconia Polycrystals* (Y-TZP), tem vindo a mostrar-se promissora por ser uma alternativa à possível hipersensibilidade associada ao Ti, com valores comparáveis de osteointegração e boas propriedades mecânicas.⁽³²⁻³⁶⁾

Uma liga de Titânio-Zircônio (Ti-Zr) com propriedades mecânicas superiores às das ligas de titânio puro foi introduzida no mercado, apresentando igualmente uma elevada biocompatibilidade mas com maior resistência à tração, com um valor aproximadamente 40% superior do que o Ti comercial puro grau 4.⁽³⁷⁾

Também diferentes conexões do implante ao pilar estão associadas a diferentes propriedades mecânicas.

As conexões dividem-se genericamente em duas geometrias principais: conexões internas e externas.^(38,39)

A primeira conexão a ser introduzida foi o hexágono externo, algumas vezes associado a complicações prostodônticas ao longo dos anos, mas com resultados de estabilidade muito aceitáveis. Surgiram posteriormente as conexões internas, nomeadamente o hexágono interno, em que o parafuso e o hexágono passam no corpo do implante e a conexão do parafuso se encontra mais profunda, o que pode permitir aumentar a absorção de carga perante uma força lateral, aumentar a estabilidade da restauração e melhorar a dissipação do *stress* mecânico ao longo de toda a parede do implante, transmitindo as forças a todo o osso e não apenas ao da crista óssea. Dessa forma, em algumas publicações é sugerido que pode ter impacto na redução da perda óssea marginal, problemas biomecânicos e a fratura.⁽³⁸⁾ Existem outras geometrias de conexão interna, tal como a geometria quadrangular de vértices arredondados com bloqueio anti-rotacional presente no implante Straumann® PURE Ceramic.⁽⁴⁰⁾

Os implantes dentários de colocação supracrestal apresentam, na sua grande maioria, uma distância entre a crista óssea e a conexão implante-pilar, e apresentam um colo maquinado na área adjacente à mucosa. A formação do espaço biológico faz-se ao redor do colo do implante uma vez que o *microgap* da interface coroa-implante se encontra longe da crista óssea, mas como a transmissão das forças não é feita à crista óssea segundo algumas teorias mecânicas pode estar associado a menor perda óssea marginal mas também a uma diminuição da estética.^(41,42)

Apesar das elevadas taxas de sobrevivência e estabilidade que os implantes dentários oferecem, complicações técnicas podem diminuir o tempo de vida de uma reabilitação implanto-suportada. Uma vez conseguida uma ótima osteointegração, a sobrevivência a longo prazo dos implantes depende fundamentalmente de dois níveis, biológico e mecânico.⁽¹⁷⁾

Do ponto de vista mecânico, as complicações podem passar pelo desaparafusamento, perda da pré-carga, deformações nas diferentes interfaces do pilar ou implante, fratura do implante, que raramente acontece, e/ou do pilar.^(18,38)

Durante o tempo em que estão em função, os implantes e os componentes protéticos são sujeitos a forças cíclicas produzidas pelos contactos oclusais na mastigação, estimando-se cerca de 250000 contactos oclusais por ano.⁽⁴³⁾ Adicionalmente, podem surgir forças provenientes de hábitos parafuncionais.⁽¹⁸⁾

A magnitude das forças oclusais aplicadas varia com a pessoa e a localização na boca, mas os valores não são consensuais entre investigadores pela dificuldade requerida para medição deste parâmetro dinâmico. Nos incisivos as forças variam entre 89 e 111N e na região dos molares entre 400 e 830 N.⁽⁴⁴⁾ A força média exercida por um humano durante a mastigação é apontada para valores entre 70 e 150 N.⁽⁴⁵⁾

A aplicação sucessiva de ciclos de carga ao longo do tempo, mesmo com valores inferiores aos da resistência do material, deforma os materiais e pode gerar fissuras que se propagam até à fratura, levando a falha prematura ou dano permanente. A isto chamamos de fadiga.⁽⁴⁴⁾

É esperado que os implantes dentários estejam em função durante décadas, por isso, é fundamental estudar o seu comportamento à fadiga, sujeitando os materiais a ciclos de carga com um valor máximo conhecido para determinar quantos ciclos são necessários para provocar falha. A grande maioria dos implantes dentários falham devido a mecanismos associados à fadiga.⁽¹⁸⁾

Os testes de fadiga sobre implantes dentários devem simular o mais próximo possível aquilo que acontece na mastigação humana. Dada a dificuldade em realizar estudos com cadáveres ou animais, os implantes devem ser colocados em osso artificial que possua propriedades idênticas às do osso humano. A Sawbones® comercializa diferentes modelos de osso artificial para efeitos pedagógicos. Os blocos são fabricados de espuma sólida de poliuretano rígido, uma espuma de célula fechada, disponível em várias densidades e que abrangem características da qualidade óssea humana, permitindo-nos escolher a espuma que melhor se adequa ao ensaio. São regulamentadas pela norma ASTM F-1839-08 “*Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopedic Devices and Instruments*”.⁽⁴⁶⁾

Além disso, para que os resultados dos diferentes estudos sejam comparáveis entre si, devem ser realizados sob condições idênticas. A International Organisation for Standardization (ISO) criou a norma ISO 14801:2016 que especifica um método de teste dinâmico para implantes dentários endósseos *single post* do tipo transmucoso em combinação com seus componentes protéticos pré-fabricados.⁽⁴⁷⁾

Têm sido realizados estudos laboratoriais de fadiga a fim de caracterizar o comportamento mecânico dos implantes. Spies *et al.* avaliaram a resistência de implantes de uma e duas peças de Y-TZP reforçada com alumina sujeitos a 10 milhões de ciclos de carga, comparados com grupos controle. A taxa de sobrevivência de todos os implantes sujeitos a forças cíclicas foi de 100%, verificando-se apenas falha a nível da conexão implante-pilar em 5 implantes de duas peças com pilares cimentados, não detetada no ambiente experimental.⁽⁴³⁾

Gil e os seus colaboradores avaliaram o comportamento de implantes com conexão interna e externa sujeitos a carga cíclica seguindo a norma ISO 14801:2007. Observaram que a conexão interna apresentou um menor *microgap*. Contudo, o hexágono externo apresentou uma melhor distribuição da carga e, por isso, um melhor comportamento de fadiga na interface implante-pilar.⁽⁴⁸⁾

2. OBJETIVO

O estudo do comportamento à fadiga dos materiais utilizados na confecção de implantes dentários desempenha um papel fundamental na tentativa de estimar o comportamento a longo prazo do sistema de implantes. Só assim o médico dentista poderá selecionar aquele que apresentará um melhor desempenho clínico para o sucesso da reabilitação.

O objetivo do presente estudo é comparar o comportamento mecânico de dois implantes dentários de colocação supracrestal com conexão interna, um de uma liga de Ti-15Zr e outro de Y-TZP, colocados em osso artificial que simula o tipo D2, quando sujeitos a cargas cíclicas alternadas num ensaio de fadiga, a fim de fornecer mais evidência a cerca do desempenho destes diferentes materiais em condições que pretendem reproduzir o que acontece na mastigação humana.

Além disso, pretende-se testar os seguintes pares de hipóteses:

-H0₁: Não existe diferença na força máxima aplicada entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia; H1₁: Existe diferença na força máxima aplicada entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia.

-H0₂: Não existe diferença na força mínima aplicada entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia; H1₂: Existe diferença na força mínima aplicada entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia.

-H0₃: Não existe diferença na amplitude de forças aplicadas entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia; H1₃: Existe diferença na amplitude de forças aplicadas entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia.

-H0₄: Não existe diferença no deslocamento sofrido entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia; H1₄: Existe diferença no deslocamento sofrido entre ciclos executados na plataforma do implante de titânio vs. na plataforma do implante de zircónia.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Caracterização dos sistemas de implantes

Para a realização deste estudo foram utilizados dois implantes de colocação supracrestal de materiais diferentes, um implante cerâmico 100% de Y-TZP, o Straumann® PURE Ceramic, e um metálico feito com a liga metálica Roxolid®, uma liga composta por 85% titânio grau 4 e 15% zircônio, o Straumann® Roxolid® SLA® Standard, ambos com 4,1mm de diâmetro e 12 mm de comprimento.

O implante de cerâmica (figura 1a) é cilíndrico mas apresenta uma rosca cônica na região coronal e uma ponta apical de efeito cônico. Além disso, é rosqueado com um passo de 0,8mm e possui o tratamento de superfície ZLA®. Apresenta um colo maquinado de 1,8mm de altura, um diâmetro de ombro de 4,8mm e uma conexão interna (figura 1b) de diâmetro regular que possui um travão anti rotacional e uma rosca interna.

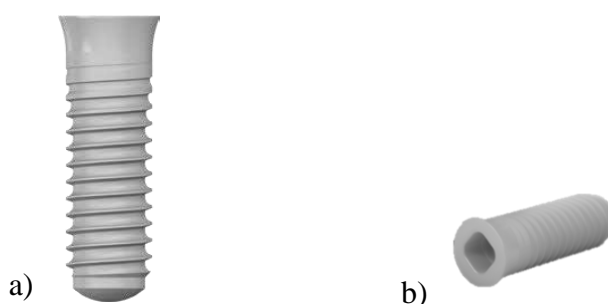


Figura 1-Implante Straumann® PURE Ceramic: a)Imagem representativa do implante de Y-TZP utilizado neste ensaio, adaptada do catálogo do sistema PURE Ceramic disponível em <https://www.straumann.com/en/dental-professionals.html>; b)Imagem representativa da conexão interna que o implante utilizado possui, adaptada de uma imagem disponível em <https://www.google.pt> através da pesquisa “Straumann pure ceramic connection”

O implante metálico é cilíndrico com uma porção apical cônica e possui o tratamento de superfície SLA®. Na sua plataforma apresenta um pescoço regular de 4,8mm de diâmetro e um colo maquinado com 2,8mm de altura (figura 2).



Figura 2- Implante Straumann® Roxolid® SLA® Standard. Adaptado do catálogo de produtos 2021/2022, disponível em <https://www.straumann.com/pt/pt/profissionais-de-odontologia.html>

3.2.Caracterização do bloco de osso artificial Sawbones®

De modo a que os implantes fossem colocados num material que simulasse fielmente o osso alveolar humano foram fabricados blocos Sawbones® correspondentes ao tipo ósseo D2 de Misch. Os blocos são formados pela junção de uma placa tipo D1 com um bloco tipo D3, unidos entre si com resina epóxi.

A placa, que simula o osso cortical, apresenta uma densidade de 40 PCF, referência 1522-16, com 1mm de espessura, e contém cilindros com 5,2mm de diâmetro e 25,4mm de altura, separados entre si por uma distância de 12,7mm, onde serão colocados os implantes. O bloco, que simula o osso trabecular, tem uma densidade de 20 PCF, referência 1522-03, 25,4mm de altura, 170 mm de comprimento e 120mm de largura, que possui entradas para os cilindros da placa. A figura 3 mostra esquematicamente a constituição do bloco.

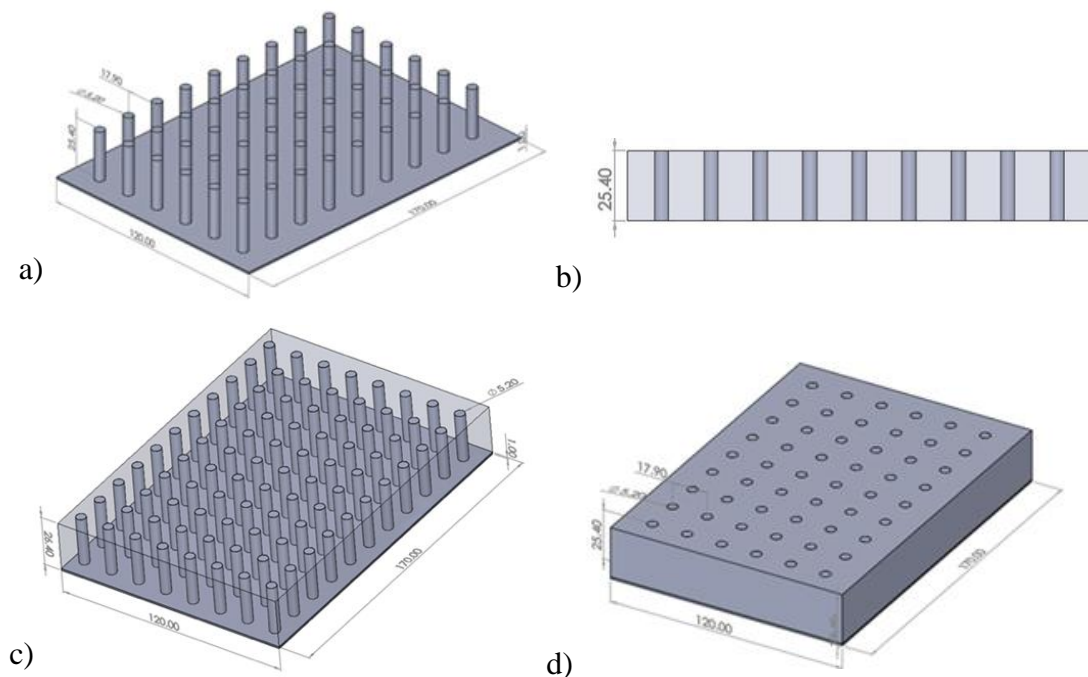


Figura 3- Representação esquemática do bloco de osso artificial enviada pela Sawbones®: a)Esquema da placa de osso cortical artificial; b)Esquema do bloco de osso trabecular artificial; c)Vista esquemática do interior do bloco; d)Vista esquemática do exterior do bloco

Na figura seguinte estão representadas duas vistas superiores e uma vista lateral do bloco de osso artificial.

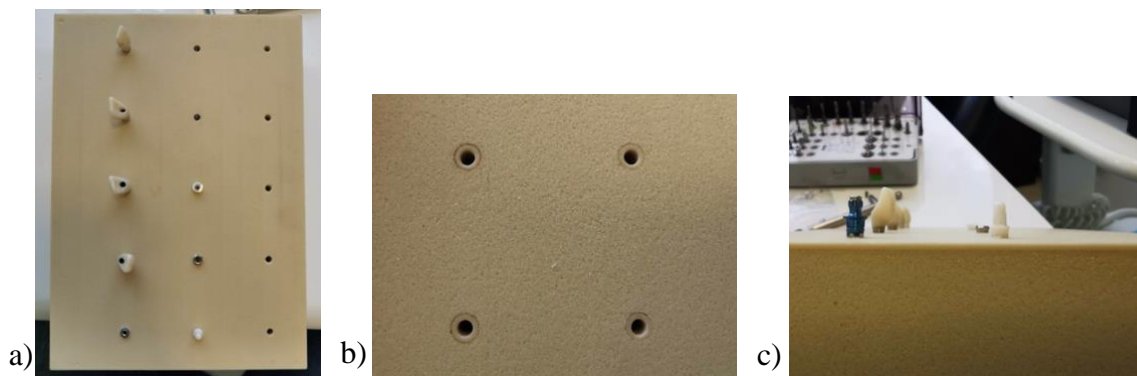


Figura 4- *Fotografias do bloco de osso artificial Sawbones®: a) Vista superior; b) Vista superior mais aproximada; c) Vista lateral*

3.3.Preparação das amostras

Os implantes utilizados foram colocados nos cilindros do bloco de osso artificial Sawbones® conforme as instruções do fabricante Straumann®. Na rotação utilizada não foram ultrapassados os 800 rpm recomendados como máximo.

Os implantes foram num primeiro passo colocados com recurso a um motor que foi utilizado até aos 50 N. Posteriormente o implante foi apertado com uma chave dinamométrica manual com um torque de 70N. Esta foi a estabilidade inicial atingida pelos implantes.

Os pilares utilizados para ambos os implantes foram os Straumann® Variobase® com uma altura do pilar de 5,5mm. O pilar foi apertado com um torque de 35N.

As coroas utilizadas correspondem a incisivos centrais superiores e foram fresadas a partir de blocos de zircónia PRETTAU® ZIRCONIA da marca Zirkonzahn®. As coroas foram apertadas com um torque de 35N.



Figura 5- *Fotografias representativas do sistema de implantes utilizados:*
a)Implante Straumann® PURE Ceramic; b)Implante Straumann® Roxolid® SLA®
com um comprimento inferior ao utilizado

As duas amostras selecionadas para a realização deste ensaio foram polidas para atingirem as dimensões necessárias à sua colocação no dispositivo de fixação (figura 6) utilizado para fixar a amostra na máquina, atendendo a que a superfície superior da amostra ficasse ao mesmo nível da superfície superior deste dispositivo. Este corresponde a uma peça metálica com uma abertura cúbica de 15x15x15 mm e que dá uma inclinação tal às amostras que permite que a direção da carga aplicada faça um ângulo de $30^{\circ} \pm 1^{\circ}$ relativamente ao eixo axial do implante, tendo por base a norma ISO 14801:2016.

Após o polimento, as dimensões das amostras foram: 18 mm de altura, 14 mm de largura em cima e 12 mm em baixo, e 16 e 15 mm de comprimento para a amostra com o implante de titânio e para a amostra do implante de zircónia, respetivamente. (Figura 7) Dos 18 mm de altura, 1mm é ocupado pela parte que simula o osso cortical artificial.

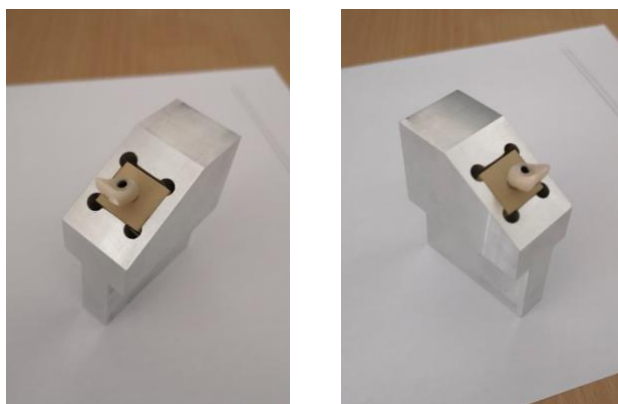


Figura 6- *Dispositivo de fixação das amostras na máquina servo-hidráulica*

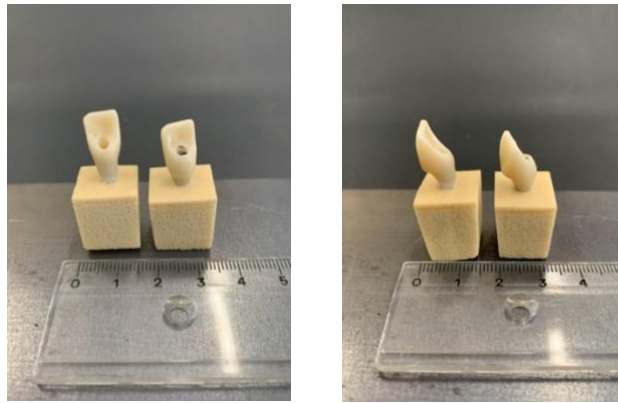


Figura 7- Amostras dos implantes de Zircônia e de Titânio colocados em Sawbones®

3.4. Metodologia dos ensaios de fadiga

Os ensaios de fadiga foram realizados no Laboratório de Ensaios Mecânicos e de Materiais do departamento de Engenharia Mecânica, no Instituto Superior Técnico. Foram conduzidos numa máquina servo-hidráulica da marca Instron® modelo 8502 (figura 8), com uma célula de carga de 10 kN, que aplica cargas cíclicas alternadas através de movimentos oscilatórios do atuador hidráulico da máquina promovidos pela entrada de óleo dentro de um piston. O atuador movimenta-se da posição máxima (+50 cm), posição assumida quando a máquina está parada e na qual realiza um movimento de tração, até à posição mínima (-50 cm), na qual a máquina realiza uma compressão máxima. (Figura 9) Estes movimentos ascendentes sucessivos ocorrem de forma cíclica perante a aplicação de carga pela máquina, levando ao deslocamento da amostra.

Por cima da amostra, preso à amarra superior da máquina, encontra-se um cilindro que toca diretamente na amostra exercendo compressão sobre esta quando a máquina se encontra na posição de compressão máxima.



Figura 8- Máquina servo-hidráulica Instron® modelo 8502

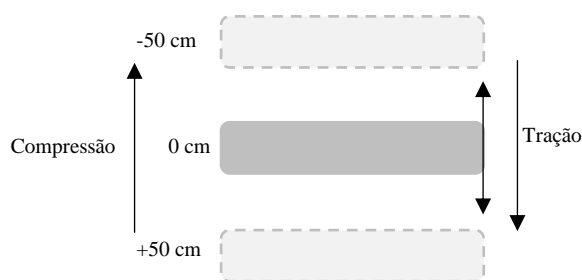


Figura 9- Esquema representativo do funcionamento da máquina servo-hidráulica, adaptado do esquema presente na dissertação de mestrado “Comportamento Mecânico de Implantes Dentários”, por Pedro Bicudo (2015)

O funcionamento desta máquina é por regulado pelo software BlueHill WaveMatrix™2 da Instron. Nele foram predefinidos os parâmetros físicos para a realização dos ensaios.

As cargas foram aplicadas numa frequência de 5Hz, o que corresponde a 5 ciclos por segundo, durante 120000 ciclos, o equivalente a aproximadamente 6 meses de mastigação. A força máxima definida foi de 272 N e a mínima de 27,2 N, o correspondente a uma força média de 150 N, um R (igual a $27,2/272$) de 0,1 e uma amplitude de 122 N. O software está calibrado para kN, pelo que as forças aplicadas foram de 0,272kN e 0,0272kN.

Tabela 1- Resumo dos parâmetros utilizados nos ensaios de fadiga

F _{máx}	F _{mín}	F _{med}	R	A	F
(N)	(N)	(N)		(N)	(Hz)
272	27,2	150	0,1	122	5

Antes da realização dos ensaios de fadiga foi feito um ensaio preliminar com uma amostra diferente (figura 10) a fim de estudar os ajustes de posicionamento do dispositivo de fixação e calibrar o funcionamento da máquina servo-hidráulica, nomeadamente as cargas aplicadas. Foram utilizados os mesmos parâmetros físicos, com a exceção da frequência, que foi de 3 Hz, e do número de ciclos, tendo sido realizados apenas 3000.



Figura 10- Ensaio preliminar num implante de Titânio

Averiguada a correta aplicação das cargas pela máquina, iniciaram-se os ensaios de fadiga.

Protocolo experimental:

1. Seleção da amostra a ser testada;
2. Inserção da amostra no dispositivo de fixação;
3. Colocação e ajuste do dispositivo de fixação na amarra inferior máquina, de modo a que não haja movimentação do dispositivo de fixação; colocação de um cilindro na amarra superior, tal que o cilindro superior contacta com a coroa acima do cingulo;
4. Seleção dos parâmetros pré-definidos para o ensaio no software;
5. Obtenção dos resultados através de ficheiros Excel gerados pelo computador.

Os estudos terminavam quando fossem concluídos os 120000 ciclos ou quando ocorresse fratura de algum componente.

Numa primeira fase foi realizado o ensaio com o implante de zircónia e, de seguida, com o implante de Ti-15Zr. A figura 11 mostra um momento em que as duas amostras estavam a ser sujeitas a carga.

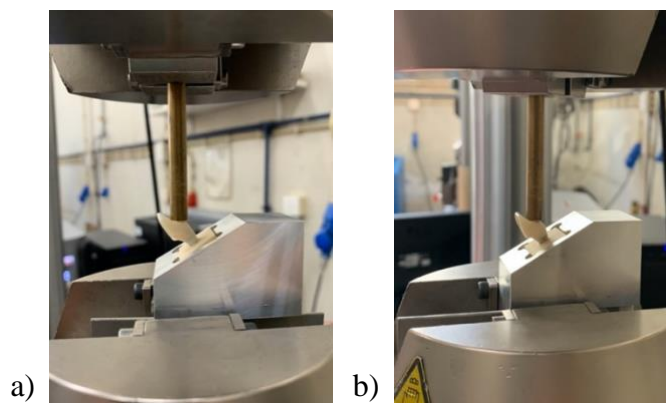


Figura 11- Aplicação de carga sobre as amostras: a) *Implante de Y-TZP*; b) *Implante de Ti-15Zr*

3.5. Análise estatística

Após obtenção dos dados gerados pela máquina em Microsoft Excel (Microsoft Office Excel 2016, Redmond, USA), a análise estatística foi realizada com recurso ao software SPSS versão 25 (IBM, Armonk, NY, USA).

A análise descritiva dos resultados incluiu médias, desvios padrão, valores mínimos e máximos referentes às variáveis força máxima, força mínima, amplitude e deslocamento.

A normalidade da distribuição das variáveis foi testada utilizando o teste Kolmogorov-Smirnov. A comparação de ciclos entre as amostras com o implante de Titânio e Zircónia foi executada recorrendo ao teste não-paramétrico Mann-Whitney U. O nível de significância utilizado no decorrer da análise foi de 0,05.

4. RESULTADOS

Em ambos os ensaios os 120000 ciclos foram concluídos com sucesso e não ocorreu fratura de nenhum componente do sistema de implantes, desaparafusamento do parafuso do pilar, nem se verificou instabilidade nos componentes.

No ensaio com o implante de Ti-15Zr a $F_{\text{máx}}$ aplicada quando o atuador hidráulico da máquina se encontrava na posição mínima e, portanto, a exercer a compressão máxima, foi de 279 N ao ciclo 11780. No que toca à $F_{\text{mín}}$ aplicada, foi de 22,9 N ao ciclo 7755.

Em cada ciclo de carga o computador registou a posição da amostra quando o atuador se encontrava nas posições máxima e mínima, pelo que é possível calcular o deslocamento sofrido pela amostra subtraindo os dois valores. A esses valores foi retirado o valor de deslocamento inicial registado pela máquina ao tempo zero, e obteve-se gráficos de dispersão com linhas do deslocamento sofrido em função do número de ciclos.

O gráfico apresentado na figura 12 mostra esses resultados para o implante de Ti-15Zr.

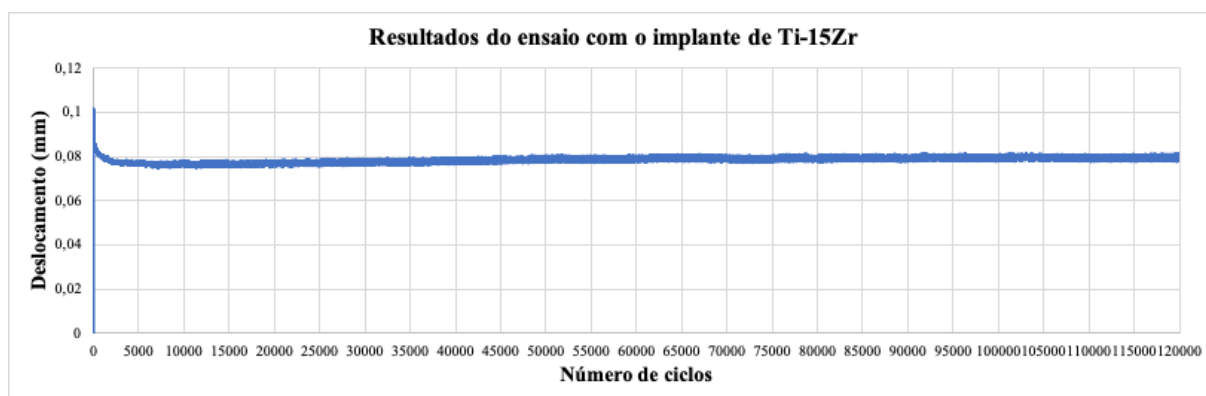


Figura 12- Resultados do ensaio com o implante de Ti-15Zr durante os 120000 ciclos

Para melhor interpretação dos resultados, o gráfico da figura 13 mostra a evolução do deslocamento durante os primeiros 50 ciclos.

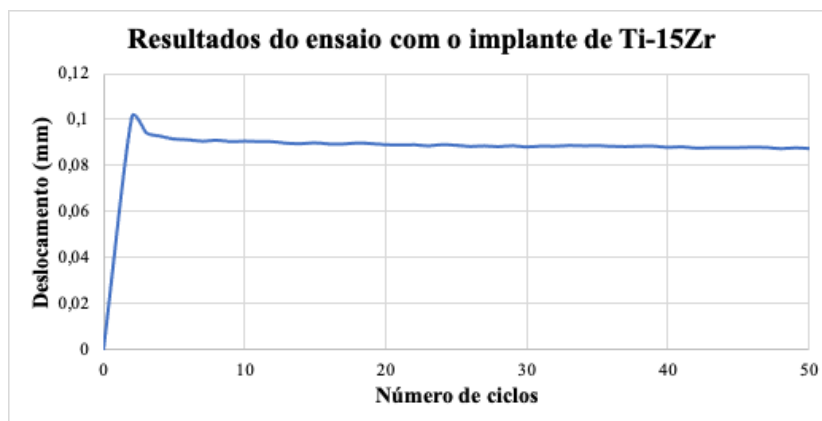


Figura 13- Resultados do ensaio com o implante de Ti-15Zr nos primeiros 50 ciclos

O deslocamento aumenta até ao segundo ciclo onde é registado o valor máximo de aproximadamente 0,1 mm. De seguida, o deslocamento voltou a decrescer e atingiu o valor mínimo de 0,07mm ao ciclo 7114 e estabilizou, até sofrer novamente um ligeiro aumento aos cerca de 22000 ciclos. Por volta dos 40000 ciclos estabilizou entre valores que não variam muito entre si.

Quanto à amostra com o implante de zircónia, a $F_{m\acute{a}x}$ aplicada foi de 278N no ciclo 3380, e a $F_{m\acute{i}n}$ foi 26N ao ciclo 9083. Os resultados do deslocamento para o total de ciclos e para os primeiros 50 estão representados nos gráficos das figuras 14 e 15 .

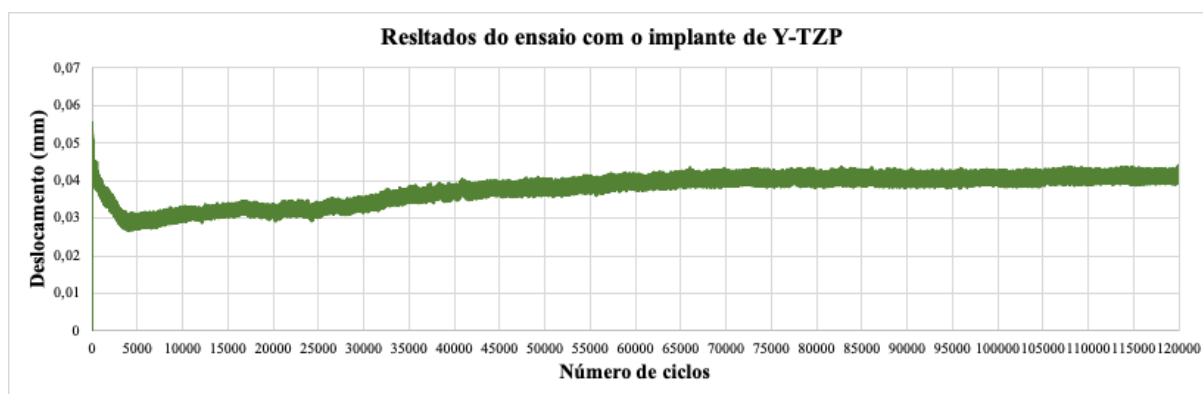


Figura 14- Resultados do ensaio com o implante de Zircónia durante os 120000 ciclos

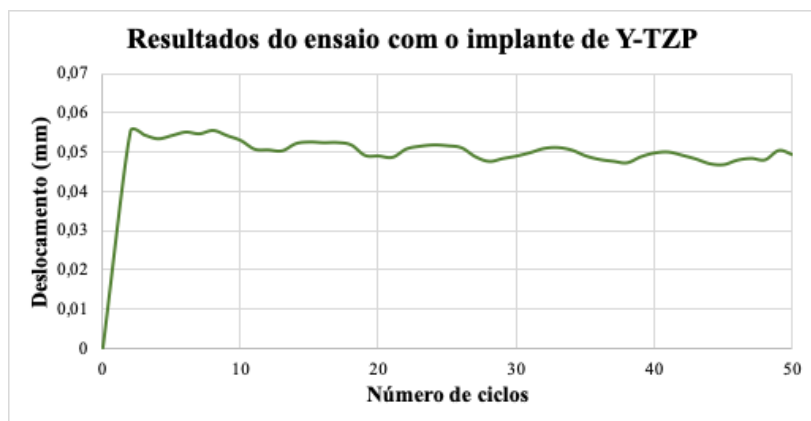


Figura 15- Resultados do ensaio com o implante de Zircónia nos primeiros 50 ciclos

Na amostra com o implante de Y-TZP o valor máximo do deslocamento também é atingido no segundo ciclo, com um valor de aproximadamente 0,06mm. Depois verifica-se uma descida nos valores registados até atingir um deslocamento mínimo de 0,027 mm ao ciclo 4100. A partir deste ciclo os valores do deslocamento voltam a aumentar, começando a estabilizar por volta dos 65000 ciclos.

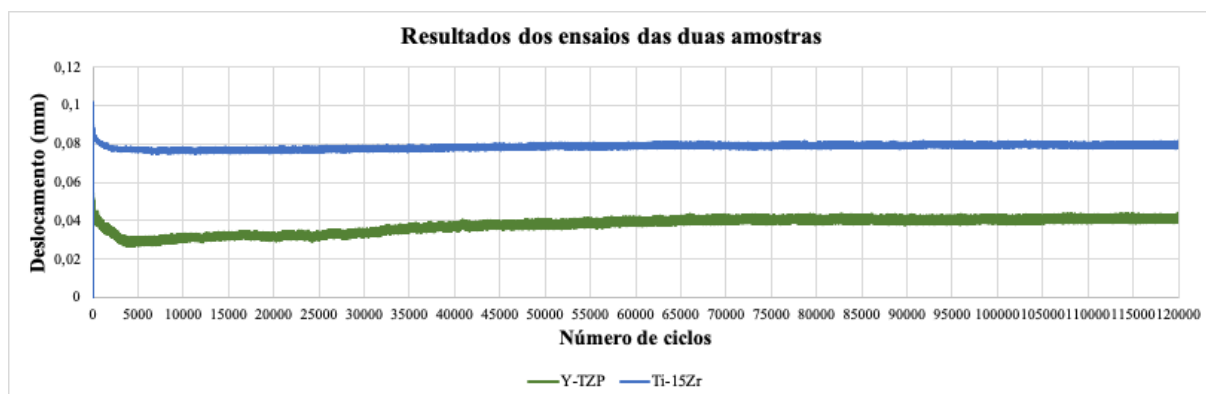


Figura 17- Resultados dos ensaios dos dois implantes durante os 120000 ciclos

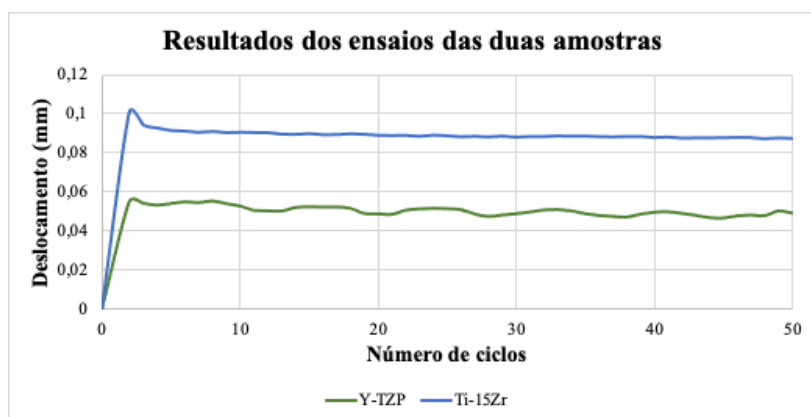


Figura 16- Resultados dos ensaios dos dois implantes nos primeiros 50 ciclos

Comparando agora os resultados das duas amostras através dos gráficos apresentados nas figuras 16 e 17, o deslocamento sofrido pela amostra com o implante de Ti-15Zr foi maior do que o ocorreu no implante de zircónia. Além disso, verifica-se que depois do pico, os valores registados entre ciclos no implante de Ti-15Zr são mais estáveis. A diminuição do deslocamento registada após atingirem o máximo foi maior na amostra com o implante de zircónia, decrescendo de 0,06mm para 0,026mm, aproximadamente, enquanto na amostra com o implante de Ti-15Zr decresceu de 0,1mm para 0,07mm. O aumento do deslocamento sofrido pelas amostras até estabilizar foi maior na amostra com o implante de Y-TZP.

Em ambas as amostras registou-se uma discrepância na amplitude das forças aplicadas nos ciclos 1 e 2. No implante de Y-TZP a amplitude verificada no ciclo 1 foi 65N e no ciclo 2 foi de 120N, e no implante de Ti foi de 63N e 121N nos primeiro e segundo ciclos, respetivamente. A força mínima aplicada no ciclo 1 em ambas as amostras foi de 113N, o que resultou numa baixa amplitude. Esta subida de amplitude coincide com o aumento do deslocamento.

A Tabela 2 mostra os resultados da análise estatística aos parâmetros registados para cada amostra.

Tabela 2- Estatísticas descritivas e comparações entre grupos (Teste Mann-Whitney U)

	Implante				p
	Titânio		Zircónia		
	x(s)	[Min, Max]	x(s)	[Min, Max]	
F _{mín}	26,464 (1,873)	[22,912;113,484]	30,532 (1,946)	[26,339;113,793]	<0,001
F _{máx}	273,984 (2,11)	[240,987;279,227]	272,005 (2,026)	[244,743;277,959]	<0,001
Amplitude	123,76 (0,497)	[63,751; 125,269]	120,736 (0,736)	[65,475; 123,343]	<0,001
Deslocamento	0,079 (0,001)	[0,075; 0,101]	0,038 (0,004)	[0,027; 0,055]	<0,001

A análise mostra que para os quatro parâmetros analisados há uma diferença estatisticamente significativa entre as duas amostras, uma vez que $p < 0,05$, rejeitando as hipóteses nulas. Contudo, nem a média dos parâmetros nem os valores mínimos e máximos diferem de modo discrepante entre amostras.

5. DISCUSSÃO

O comportamento mecânico de sistemas de implantes com implantes de dióxido de titânio já se encontra amplamente estudado, ao contrário do que acontece com os implantes de zircónia que têm vindo a ser criados, existindo pouca informação disponível sobre a durabilidade de implantes de zircónia expostos à fadiga cíclica em estudos clínicos.⁽³²⁾ Assim, é de grande relevância comparar o desempenho oferecido pelos dois materiais para estruturar conhecimento sobre os materiais cerâmicos.

As condições em que foram realizados os ensaios deste estudo *in vitro* não têm norma, dado que as condições em que se realizaram pretendiam aproximar-se daquilo que se verifica na mastigação humana ao longo de 6 meses, para que os resultados obtidos tivessem um valor prático.⁽⁴³⁾

Dada a dificuldade de realização de um estudo histológico com osso alveolar animal ou humano, foram utilizados dois tipos de Sawbones® com densidades e dimensões distintas que permitiram a tentativa de recriar um osso alveolar tipo D2 na classificação de Misch, encontrado nas regiões anterior e posterior da mandíbula, e anterior da maxila.⁽⁴⁹⁾

Além disso, o material que simula o osso alveolar foi fabricado unindo dois componentes de forma a obtermos a representação do osso cortical e trabecular e o implante ficar em contacto ao longo de toda a sua superfície com um material mais denso que simulasse o osso cortical.

Yip e os seus colaboradores concluíram que a densidade do osso que rodeia o implante não é igual em toda a sua distribuição, existindo zonas junto à crista óssea e mais apicalmente onde se encontra uma densidade óssea mais elevada.⁽⁵⁰⁾

Recentemente, Huwais introduziu o conceito de osteodensificação.⁽⁵¹⁾ Verificou que quando a preparação do leito implantar era feita com recurso a uma técnica de preservação óssea, utilizando apenas uma única broca de osteotomia em rotação não cortante para mover o osso, era induzida uma densificação do osso diretamente em contacto com o implante, aumentando a percentagem de contacto osso-implante junto às espiras. Trisi e Lahens *et al.* obtiveram resultados concordantes, e em comparação com locais controlo esta técnica mostrou-se promissora por induzir a formação de osso reparador entre o osso trabecular fraturado e a superfície do implante, aumentando a estabilidade primária em osso de baixa densidade.^(52,53)

A força aplicada nos ciclos de carga também pretendia representar as forças oclusais produzidas durante os ciclos mastigatórios. A restauração protética utilizada foi uma coroa para um incisivo central superior. As forças registadas na região dos incisivos estão entre 89 e

111N.⁽⁴⁴⁾ Todavia, os valores apontados para as diferentes zonas das arcadas dentárias variam entre autores^(18,44,54,55), pelo que os valores de forças máxima e mínima utilizadas neste ensaio foram estabelecidas de modo a que a força média correspondesse à força que é apontada para a força média de mastigação de um indivíduo adulto⁽⁴⁵⁾, valor que se aproxima dos valores apontados para a região dos incisivos.

Apesar da frequência de mastigação humana descrita estar entre 1-1,8Hz, a maioria dos estudos que avalia o comportamento mecânico de implantes dentários em ensaios de fadiga utiliza 5Hz de frequência para que haja uniformização e comparação entre eles, valor também aplicado neste estudo.⁽⁵⁶⁾

Neste ensaio foram aplicadas tensões cíclicas de natureza axial, exercendo tração-compressão sobre as amostras. O ensaio pretendia estudar a hipótese de que não haveria diferença no deslocamento sofrido pelos dois implantes. As hipóteses nulas foram rejeitadas na medida em que os resultados obtidos na análise estatística mostraram que ocorreu uma diferença significativa não só para os valores do deslocamento ocorrido ao longo dos ciclos para os dois implantes mas também para as variáveis aplicadas ao ensaio. É importante realçar que devido ao elevado número da amostra estatística, os 120000 ciclos, a tendência é para que os resultados se apresentem estatisticamente diferentes.

No entanto, é notório que o deslocamento que ocorreu com o implante de Ti-15Zr foi superior ao do implante de Y-TZP. Os resultados obtidos para o deslocamento podem ser explicados pelas propriedades mecânicas dos componentes dos sistemas implantares utilizados.

De facto, analisando todos os componentes implantares e protéticos da amostra, o local que oferece menor resistência e que possa justificar o deslocamento sofrido é a nível conexão implante-pilar, uma vez que os implantes foram colocados num osso artificial de boas propriedades mecânicas com um torque elevado. A conexão entre o implante e o pilar ao nível da plataforma estabelece-se entre diferentes materiais nas duas amostras, é titânio-titânio no implante de metálico e titânio-zircónia no implante de Y-TZP.

A zircónia, formada por dióxido de zircónio cristalino, apresenta o fenómeno designado alotropia, dado que os seus cristais se podem organizar em três padrões face à temperatura a que se encontra o material: fase cúbica, para temperaturas mais elevadas; tetragonal; e monoclinica, organização em que se encontra à temperatura ambiente.

Na Y-TZP de uso clínico, a adição de óxido de ítrio, aproximadamente 3 mol%, à zircónia permite estabilizá-la na fase tetragonal à temperatura ambiente, fase com melhores propriedades mecânicas do que a fase monoclinica.^(57,58)

A zircónia é uma cerâmica de elevada resistência por apresentar o mecanismo *transformation toughening*, capacidade de passar da fase tetragonal para a monoclinica quando sujeita a *stress*, aumentando o volume cerca de 3-4% e impedido a propagação de *cracks*.⁽⁵⁸⁾

O implante de Ti utilizado é fabricado com a liga Ti-15Zr, baseada numa formulação binária de 83-87% de Ti e 13-17% de Zr.⁽⁵⁹⁾ Medvedev *et al.* mostraram através do seu ensaio que a liga Ti-15Zr apresentou melhor desempenho à fadiga do que a liga titânio de grau 4.⁽⁵⁹⁾

O módulo de Young, ou módulo de elasticidade, da zircónia está compreendido entre 200 e 220 GPa*^(36,58), o do titânio de grau 4 é 110 a 120 GPa*⁽⁶¹⁾, e da liga Ti-15Zr é 103,7GPa.⁽⁵⁹⁾ Este módulo é proporcional à rigidez de um material e define a relação entre a tensão aplicada e a deformação sofrida pelo material.⁽⁶²⁾ A rigidez da Y-TZP situa-se entre 1100-1500HV* e a do Ti corresponde a 250 HV*.⁽⁵⁸⁾ Deste modo, como a zircónia apresenta um valor mais elevado, é necessário aplicar mais força para que se verifique a mesma deformação que ocorre no titânio, nomeadamente na liga Ti-15Zr. (*Dados do fabricante Straumann®)

Tendo estes parâmetros em conta, quando do primeiro para o segundo ciclo se verificou uma diminuição da força mínima aplicada e um aumento da amplitude, ou seja, maior tração aplicada, a amostra em que a interface da conexão é feita apenas em titânio deformou mais por apresentar menor rigidez.

Para além do material distinto, também as diferentes conexões podem justificar o comportamento mecânico verificado. A conexão implante-pilar influencia o mecanismo de transmissão de forças nas interfaces implante-pilar e parafuso-pilar.⁽⁶³⁾

Sen avaliou a influência da geometria da conexão e do material do pilar na resistência e sobrevivência à fadiga.⁽⁶⁴⁾ Observaram que todos os pilares de Ti apresentaram deformação plástica, com ou sem fratura do parafuso, e que os pilares com conexão cónica interna, de Ti ou zircónia, tiveram forças máximas de falha superiores, seguidos da conexão interna de três canais, também para os dois materiais.

Feitosa *et al.* compararam os valores de torque e contratorque de pilares intermédios de parafusos de implantes com hexágono externo, hexágono interno e cone-Morse com coroas unitárias antes e após a aplicação de carga cíclica num ensaio de fadiga. Concluíram que as conexões internas, em particular a cónica, apresenta maior estabilidade.⁽⁶⁵⁾

Recentemente, Bagegni *et al.* estudaram o comportamento da conexão hexagonal interna e da cónica interna em implantes restaurados com coroas de diferentes alturas num ensaio de fadiga e concluíram que ambas as conexões apresentaram um comportamento semelhante independentemente da altura da coroa utilizada.⁽⁶⁶⁾

Deste modo, todo o sistema utilizado no implante de zircônia, e não apenas o material, pode ter contribuído para o menor deslocamento registrado.

Para que a simulação da cavidade oral ficasse completa seria necessário adicionar os fatores temperatura e humidade. Alguns estudos com materiais cerâmicos foram já conduzidos em simuladores de mastigação que permitem simular essas variáveis.^(43,55,63) Este estudo foi realizado à temperatura ambiente, contudo alguns autores apontam que não só as forças aplicadas mas também o envelhecimento térmico podem afetar o sucesso e a longevidade de restaurações implanto-suportadas, e diminuir o número de ciclos para causar falha à fadiga cíclica.^(63,67,68) Porém, Henitze *et al.* procuraram perceber se a realização de estudos mecânicos simultaneamente com ciclagem térmica seria clinicamente mais relevante e concluíram que a utilização da temperatura numa simulação mastigatória não alterou a carga de fratura biaxial.⁽⁶⁹⁾

É apontado que os testes estáticos são um pré-requisito para definir qual a força utilizada no ensaio de fadiga.^(70,71) Verificou-se que essa força não excede 40% da força máxima.^(56,72) Sabe-se ainda que as condições de teste como o número de ciclos e a força aplicada podem influenciar os resultados.⁽⁶³⁾ Não foram realizados testes de aplicação de carga estática e também não foi encontrada referência da resistência da Y-TZP à compressão. A resistência à tração do Ti grau 4 varia entre 680-690 MPa* e da liga Ti-15Zr corresponde a 953 MPa.^(37,61) A resistência da Y-TZP à flexão em quatro pontos é superior a 1200 MPa*. As forças utilizadas neste estudo não ultrapassam 40% desses valores. (*Dados do fabricante Straumann®)

No entanto, como referido anteriormente, com este estudo *in vitro* pretendia-se estudar o comportamento mecânico dos dois sistemas de implantes quando submetidos às condições de mastigação presentes na região dos dentes anteriores superiores, pelo que foram utilizadas forças que se aproximam das forças mastigatórias registadas nessa região.

6. CONCLUSÕES

Apesar das limitações verificadas neste estudo foi possível realçar a tendência de que o desempenho mecânico oferecido pela interface zircónia-titânio ao nível da plataforma da conexão foi satisfatório, evidenciando as características promissoras da zircónia aplicada ao fabrico de implantes dentários.

Sugere-se que estudos futuros sejam conduzidos em condições que simulem igualmente as condições da mastigação humana num maior número de ciclos para aferir melhor o comportamento a longo prazo, com uma amostra que apresente uma interface de conexão apenas em zircónia e possivelmente um grupo de controlo com um implante cilíndrico de hexágono externo.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2014;40(2):50-60.
2. Misch C. Fundamentos de los implantes dentales. In: Misch C. *Implantología Contemporánea*. 3a ed. Barcelona: Elsevier Mosby;2009. p35-39.
3. Vargas AMD, Paixão HH. Perda dentária e seu significado na qualidade de vida de adultos usuários de serviço público de saúde bucal do Centro de Saúde Boa Vista, em Belo Horizonte. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2005;10(4):1015–1024.
4. Junior M, Batista M, de Sousa MDLR. Risk factors for tooth loss in adults: A population-based prospective cohort study. *PLoS One*. 2019 Jul 22;14(7):e0219240.
5. Passarelli PC, Pagnoni S, Piccirillo GB, Desantis V, Benegiamo M, Liguori A, et al. Reasons for Tooth Extractions and Related Risk Factors in Adult Patients: A Cohort Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Apr 9;17(7):2575.
6. Gerritsen AE, Allen PF, Witter DJ, Bronkhorst EM, Creugers NH. Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. *Health Qual Life Outcomes*. 2010 Nov 5;8(1):126.
7. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018 Jan;76(1):11–26.
8. Elani HW, Starr JR, Da Silva JD, Gallucci GO. Trends in Dental Implant Use in the U.S., 1999–2016, and Projections to 2026. *J Dent Res*. 2018 Dec; 97(13):1424-1430.
9. Rokaya D, Srimaneepong V, Wisitrasameewon W, Humagain M, Thunyakitpisal P. Peri-implantitis Update: Risk Indicators, Diagnosis, and Treatment. *Eur J Dent*. 2020 Oct;14(4):672-682.
10. Clark D, Levin L. In the Dental Implant Era, Why Do We Still Bother Saving Teeth? *Dent Traumatol*. 2019 Dec;35(6):368-375.
11. Moraschini V, Poubel L A, Ferreira V F, Barboza E. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015;44(03):377–388.
12. García-González M, Blasón-González S, García-García I, Lamela-Rey M, Fernández-Canteli A, Álvarez-Arenal A. Optimized Planning and Evaluation of Dental Implant Fatigue Testing: A Specific Software Application. *Biology (Basel)*. 2020 Oct 31;9(11):372.

13. Brown L, Babbush C. The future need and demand for dental implants. In: Babbush C, Hahn J, Krauser J, Rosenlicht J. *Dental Implants: The Art and Science*. 2nd ed. Missouri: Saunders; 2011. p.1.
14. Misch C. Terminología genérica de los componentes radiculares. In: Misch C. *Implantología Contemporánea*. 3a ed. Barcelona: Elsevier Mosby;2009. p.87.
15. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809–812.
16. Elias C. Types of dental implants. In: Elias C. *Factors Affecting the Success of Dental Implants. Implant Dentistry – A Rapidly Evolving Practice*. London: IntechOpen. 2011.
17. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology* 2000. 2016;73(1):7–21.
18. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. *Dent J*. 2016 May 24;4(2): 16.
19. Elias C. Influence of movement on the osseointegration. In: Elias C. *Factors Affecting the Success of Dental Implants. Implant Dentistry – A Rapidly Evolving Practice*. London: IntechOpen. 2011.
20. Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2012 Dec;16:169–180.
21. Monje A, Ravidà A, Wang H-L., Helms J, Brunski J. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2019;34, s7–s23.
22. Sugiura T, Yamamoto K, Horita S, Murakami K, Kirita T. Evaluation of Primary Stability of Cylindrical and Tapered Implants in Different Bone Types by Measuring Implant Displacement: An In vitro Study. *Contemp clin dent*. Jul-Sep 2019;10(3):471-476.
23. Lozano-Carrascal N, Salomó-Coll O, Gilabert-Cerdà M, Farré-Pagés N, Gargallo-Albiol J, Hernández-Alfaro F. Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016 Mar 1; 21(2): e214-e221.

24. Greenstein G, Cavallaro J. Implant Insertion Torque: Its Role in Achieving Primary Stability of Restorable Dental Implants. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2017 Feb;38(2):88-95; quiz 96.
25. Turkyilmaz I, McGlumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *BMC Oral Health*. 2008 Nov 24;8:32.
26. Morgan EF, Unnikrisnan GU, Hussein AI. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. *Annu Rev Biomed Eng*. 2018 Jun 4;20:119-143.
27. Misch C. Densidad ósea: factor determinante em el plan de tratamiento. In: Misch C. *Implantología Contemporánea*. 3a ed. Barcelona: Elsevier Mosby;2009.p.328-331.
28. Li J, Yin X, Huang L, Mouraret S, Brunski J, Cardova L, et al. Relationships among Bone Quality, Implant Osseointegration, and Wnt Signaling. *J Dent Res*. 2017 Jul;96(7):822–831.
29. Norton RM, Gamble C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Feb;12:79–84.
30. Rues S, Schmitter M, Kappel S, Sonntag R, Kretzer Jan, Nadorf J. Effect of bone quality and quantity on the primary stability of dental implants in a simulated bicortical placement. *Clin Oral Investig*. 2021 Mar;25(3):1265-1272.
31. Xuereb M, Camilleri J, Attard N. Systematic Review of Current Dental Implant Coating Materials and Novel Coating Techniques. *Int J Prosthodont*. Jan-Feb 2015;28(1):51-9.
32. Yoshinari M. Future prospects of zirconia for oral implants -A review. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):37-45.
33. Siddiqi A, Khan AS, Zafar S. Thirty Years of Translational Research in Zirconia Dental Implants: A Systematic Review of the Literature. *J Oral Implantol*. 2017 Aug;43(4):314-25.
34. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies – a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019 May;30(5):365-395.
35. Nishihara H, Haro Adanez M, Att W. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan;63(1):1-14.
36. Manzano G, Herrero LR, Montero J. Comparison of Clinical Performance of Zirconia Implants and Titanium Implants in Animal Models: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 Apr;29(2):311–320.

37. Altuna P, Lucas-Taulé E, Gargallo-Albiol J, Figueras-Álvarez O, Hernández-Alfaro F, Nart J. Clinical evidence on titanium–zirconium dental implants: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2016 Jul;45(7):842–850.
38. Vinhas A, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos J, Herrero-Climent M. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Nov 23;17(22):8685.
39. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchin A. The influence of implant–abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug;20(4):653–664.
40. Straumann [Internet]. Schweiz: The Straumann® PURE Ceramic Implant System;c2021[cited 2021 Jun 2]. Available from: <https://www.straumann.com/us/en/dental-professionals/products-and-solutions/dental-implants/ceramic-implant.html>.
41. Vianna T, Taiete T, Casarin R, Giorgi M, Aguiar F, Silvério K, Júnior F, et al. Evaluation of peri-implant marginal tissues around tissue-level and bone-level implants in patients with a history of chronic periodontitis. *J Clin Periodontol*. 2018 Oct; 45(10):1255-1265.
42. Wallner G, Rieder D, Wichmann M, Heckmann S. Peri-implant Bone Loss of Tissue-Level and Bone-Level Implants in the Esthetic Zone with Gingival Biotype Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Oct;33(5):1119–1125.
43. Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal R-J. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan; 53:1–10.
44. Anusavice K. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice K. Phillips’ Science of Dental Materials. 11th ed. Missouri: Saunders; 2003.p.90-93.
45. Scully C. Oxford handbook of applied dental sciences. Oxford: Oxford University Press;2002.
46. Sawbones. [Internet]. USA: Sawbones: Best Anatomical Medical Training Models Company;c2021[cited 2021 Jun 2]. Available from: <https://www.sawbones.com>
47. ISO[Internet]. Geneva: International Organization for Standardization;c2021[cited 2021 Jun 2]. Available from: <https://www.iso.org/home.html>
48. Gil F, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios J. Implant–abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2014;25(7): 1825–1830.

49. Misch C. Densidad ósea: factor determinante em el plan de tratamento. In: Misch C. *Implantología Contemporánea*. 3a ed. Barcelona: Elsevier Mosby;2009.p. 330-331.
50. Yip G, Schneider P, Roberts EW. Micro-computed tomography: high resolution imaging of bone and implants in three dimensions. *Seminars in Orthodontics*. 2004; 10(2):174–187.
51. Huwais S, Meyer E. A Novel Osseous Densification Approach in Implant Osteotomy Preparation to Increase Biomechanical Primary Stability, Bone Mineral Density, and Bone-to-Implant Contact. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(1):27–36.
52. Trisi P, Falco A, Berardini M. Single-drill implant induces bone corticalization during submerged healing: an in vivo pilot study. *Int J Implant Dent*. 2020 Jan 15;6(1):2.
53. Lahens B, Neiva R, Tovar N, Alifarag A, Jimbo R, Bonfante E, et al. Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Oct;63:56-65.
54. Kumararama S, Chowdhary R. Selection of dental implants based on masticatory load of the patient: A novel approach. *Indian J Dent Res*. 2017 May;28(3):309-313.
55. Abdulmajeed A, Sulaiman T, Abdulmajeed A, Bencharit S, Närhi T. Fracture Load of Different Zirconia Types: a Mastication Simulation Study. *Journal of Prosthodontics*. 2020 Dec;29(9):787-791.
56. Kim W, Song E, Ju K, Lim D, Han D-W, Jung T-D, et al. Mechanical Assessment of Fatigue Characteristics between Single- and Multi-Directional Cyclic Loading Modes on a Dental Implant System. *Materials*. 2020 Mar 27;13(7):1545.
57. Mendes M. Desgaste de implantes de titânio sob o efeito de cargas cíclicas- estudo do efeito de cargas cíclicas- estudo do efeito de diferentes materiais e diferentes conexões pilar/implante [tese]Lisboa: Faculdade De Medicina Dentária Da Universidade de Lisboa; 2020.
58. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J*. 2020 Jan;39(1):24-26.
59. Brizuela-Velasco A, Pérez-Pevida E, Jiménez-Garrudo A, Gil-Mur F, Manero J, Punset-Fuste M, et al. Mechanical Characterisation and Biomechanical and Biological Behaviours of Ti-Zr Binary-Alloy Dental Implants. *Biomed Res Int*. 2017;2017:1–10.

60. Medvedev A, Molotnikov A, Lapovok R, Zeller R, Berner S, Habersetzer P. Microstructure and mechanical properties of Ti–15Zr alloy used as dental implant material. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Sep;62:384–398.
61. Bicudo P, Reis J, Deus AM, Reis L, Vaz MF. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study. *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*. 2016;85:74-83.
62. Anusavice K. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. Missouri: Saunders; 2003.p.80.
63. Jeng M-D, Liu P-Y, Kuo J-H, Lin C-L. Load Fatigue Performance Evaluation on Two Internal Tapered Abutment–Implant Connection Implants Under Different Screw Tightening Torques. *J Oral Implantol*. 2017 Apr;43(2):107–113.
64. Sen N, Us Y. O. Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019 Sep; 122(3):315.
65. Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Claro Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent*. 2013 Jul;7(3):267.
66. Bagegni A, Spies BC, Kern M, Hazard D, Kohal R. The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Jan;113:104095.
67. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:99-116.
68. Anusavice K. Mechanical Properties of Dental Materials. In: Anusavice K. Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. Missouri: Saunders; 2003.p.90.
69. Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater* 2011;27:10–9.
70. Dos Reis T, Zancopé K, Karam F, das Neves F. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *Journal Prosthet Dent*. 2019 Jul;122(1):54
71. Pérez R, Gargallo J, Altuna P, Herrero-Climent M, Gil F. Fatigue of Narrow Dental Implants: Influence of the Hardening Method. *Materials*. 2020 Mar;13(6):1429.

72. Bicudo P. Comportamento Mecânico de Implantes Dentários [dissertação]. Lisboa: Instituto Superior Técnico; 2015.

8. ANEXOS

8.1.Resultados do teste Kolmogorov-Smirnov para testar a normalidade da distribuição das variáveis

Tests of Normality

		Kolmogorov-Smirnov ^a		
	grupo_cat	Statistic	df	Sig.
Carga Máxima	Titânio	0,141	120000	0,000
	Zircónia	0,119	120000	0,000
Carga Mínima	Titânio	0,081	120000	0,000
	Zircónia	0,077	120000	0,000
Amplitude de Carga	Titânio	0,061	120000	0,000
	Zircónia	0,100	120000	0,000
Deslocamento	Titânio	0,073	120000	0,000
	Zircónia	0,160	120000	0,000

a. Lilliefors Significance Correction

8.2.Resultados do teste Mann-Whitney U

Hypothesis Test Summary

	Null Hypothesis	Test	Sig.	Decision
1	The distribution of Carga Máxima is the same across categories of grupo_cat.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,000	Reject the null hypothesis.
2	The distribution of Carga Mínima is the same across categories of grupo_cat.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,000	Reject the null hypothesis.
3	The distribution of Amplitude de Carga is the same across categories of grupo_cat.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,000	Reject the null hypothesis.
4	The distribution of Deslocamento is the same across categories of grupo_cat.	Independent-Samples Mann-Whitney U Test	,000	Reject the null hypothesis.

Asymptotic significances are displayed. The significance level is ,05.

8.3. Gráficos *boxplot* gerados pela análise estatística às variáveis do estudo

